

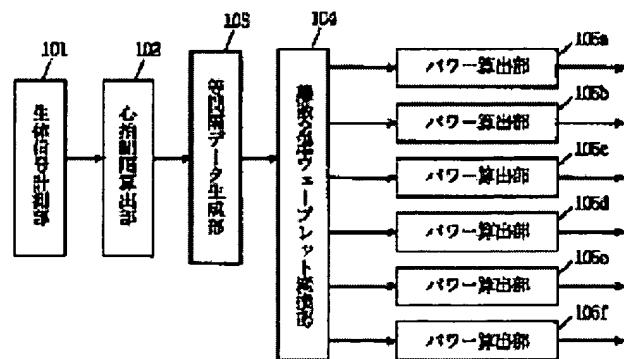
# METHOD OF AND DEVICE FOR ANALYZING HEARTBEAT FLUCTUATION

**Patent number:** JP11128185  
**Publication date:** 1999-05-18  
**Inventor:** SHIMAZU MIKIO; IWASAKI SHIRO; OSHIMA SHUICHI;  
INOUE TAKASHI; KATSURA TAKUJI  
**Applicant:** MATSUSHITA ELECTRIC IND CO LTD.; JAPAN  
SCIENCE & TECH CORP  
**Classification:**  
- **international:** A61B5/0245; A61B5/0452; A61B5/16  
- **european:**  
**Application number:** JP19970301120 19971031  
**Priority number(s):** JP19970301120 19971031

[Report a data error here](#)

## Abstract of JP11128185

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To calculate at high time resolution the power of a frequency component involved in heartbeat fluctuation which takes the form of a non-stationary signal. **SOLUTION:** A heartbeat interval calculating part 102 obtains heartbeat interval time-series data which are at unequal time intervals, by calculating heartbeat intervals from biomedical signals measured with a biomedical signal measuring part 101. An equal-interval data originating part 103 originates heartbeat interval time-series data which are at equal time intervals, by interpolating and resampling heartbeat interval time-series data which are at unequal time intervals. A discrete binary wavelet converting part 104 splits the heartbeat interval time-series data which are at equal time intervals into wavelet factors for a plurality of frequency bands through discrete binary wavelet conversion. For each area of minimum time resolution corresponding to each of the frequency bands, each power calculating part 105a-105f calculates half the square of the maximum value of the absolute value of the wavelet factor as the power of that area. The fluctuation with time of the power of the frequency component involved in heartbeat fluctuation is thus calculated.



Data supplied from the [esp@cenet](mailto:esp@cenet) database - Worldwide

BEST AVAILABLE COPY

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平11-128185

(43)公開日 平成11年(1999)5月18日

(51)Int.Cl.<sup>6</sup>  
A 6 1 B 5/0245  
5/0452  
5/16

識別記号

F I  
A 6 1 B 5/02 3 2 0 Z  
5/16  
5/04 3 1 2 A

審査請求 未請求 請求項の数6 O.L (全14頁)

(21)出願番号 特願平9-301120  
(22)出願日 平成9年(1997)10月31日

(71)出願人 000005821  
松下電器産業株式会社  
大阪府門真市大字門真1006番地  
(71)出願人 396020800  
科学技術振興事業団  
埼玉県川口市本町4丁目1番8号  
(72)発明者 島津 幹夫  
大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器  
産業株式会社内  
(72)発明者 岩▲崎▼ 史朗  
大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器  
産業株式会社内  
(74)代理人 弁理士 小笠原 史朗

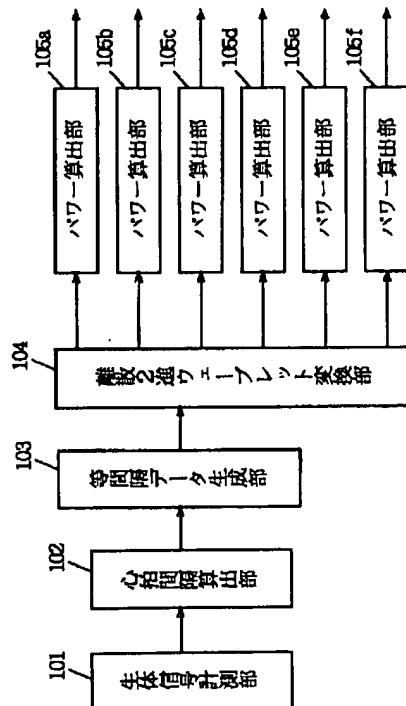
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 心拍変動解析方法および装置

(57)【要約】

【課題】 非定常信号である心拍変動に含まれる周波数成分のパワーを高い時間分解能で求めることである。

【解決手段】 心拍間隔算出部102は、生体信号計測部101で計測された生体信号から心拍間隔を求めるこ<sup>と</sup>により、時間的に不等間隔の心拍間隔時系列データを得る。等間隔データ生成部103は、時間的に不当間隔の心拍間隔時系列データを補間および再サンプリングすることにより、時間的に等間隔の心拍間隔時系列データを生成する。離散2進ウェーブレット変換部104は、時間的に等間隔の心拍間隔時系列データを、離散2進ウェーブレット変換により複数の周波数帯域のウェーブレット係数に分割する。各パワー算出部105a～105fは、それぞれの周波数帯域に対応する最小時間解像度の区間毎に、ウェーブレット係数の絶対値の最大値の二乗の1/2を当該区間のパワーとして算出する。これによ<sup>って</sup>、心拍変動に含まれる周波数成分のパワーの時間変動が求められる。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 心拍の変動を電気的に検出して解析する方法であって、

心拍に関連する生体信号を計測する第1のステップと、前記第1のステップで計測された生体信号に基づいて心拍間隔を検出する第2のステップと、

前記第2のステップで検出された心拍間隔から得られる時間的に不等間隔の心拍間隔時系列データを補間することにより、時間的に等間隔の心拍間隔時系列データを生成する第3のステップと、

前記第3のステップで生成された時間的に等間隔の心拍間隔時系列データを、離散2進ウェーブレット変換により、複数の周波数帯域毎のウェーブレット係数に分割する第4のステップと、

前記複数の周波数帯域のそれぞれにおいて、その周波数帯域での最小時間解像度に相当する時間区間毎に、各時間区間で得られる複数のウェーブレット係数を参照して各時間区間ににおける周波数成分のパワーを算出することにより、心拍変動に含まれる周波数成分のパワーの時間変動を求める第5のステップとを備える、心拍変動解析方法。

【請求項2】 前記第5のステップは、各時間区間で得られる複数のウェーブレット係数の絶対値の最大値の二乗の1/2を各時間区間ににおけるパワーとして算出することを特徴とする、請求項1に記載の心拍変動解析方法。

【請求項3】 前記第5のステップは、各時間区間で得られる複数のウェーブレット係数の二乗の平均値を各時間区間ににおけるパワーとして算出することを特徴とする、請求項1に記載の心拍変動解析方法。

【請求項4】 心拍の変動を電気的に検出して解析する装置であって、

心拍に関連する生体信号を計測する生体信号計測手段と、

前記生体信号計測手段で得られたデータから心拍間隔を求める心拍間隔算出手段と、

前記心拍間隔算出手段によって求められた時間的に不等間隔の心拍間隔時系列データを補間することにより、時間的に等間隔の心拍間隔時系列データを生成する等間隔データ生成手段と、

前記等間隔データ生成手段により得られた時間的に等間隔の心拍間隔時系列データを離散2進ウェーブレット変換し、複数の周波数帯域のウェーブレット係数に分割する離散2進ウェーブレット変換手段と、

前記複数の周波数帯域のそれぞれにおいて、その周波数帯域での最小時間解像度に相当する時間区間毎に、各時間区間で得られる複数のウェーブレット係数を参照して各時間区間ににおける周波数成分のパワーを算出することにより、心拍変動に含まれる周波数成分のパワーの時間変動を求めるパワー算出手段とを備える、心拍変動解析

装置。

【請求項5】 前記パワー算出手段は、各時間区間で得られる複数のウェーブレット係数の絶対値の最大値の二乗の1/2を各時間区間ににおけるパワーとして算出することを特徴とする、請求項4に記載の心拍変動解析装置。

【請求項6】 前記パワー算出手段は、各時間区間で得られる複数のウェーブレット係数の二乗の平均値を各時間区間ににおけるパワーとして算出することを特徴とする、請求項4に記載の心拍変動解析装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、心拍変動解析方法および装置に関し、より特定的には、自律神経機能の検査やストレスの評価に用いることが可能な心拍変動解析方法および装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】周知のごとく、心臓は、交感神経と副交感神経の両自律神経によって拮抗的に支配されている。交感神経は促進的に作用して身体をより活動的な状態にし、逆に、副交感神経は抑制的に作用して身体をよりリラックスした状態にする。また、これらの自律神経の活動は、精神活動とも深い関わりがある。

【0003】心拍変動を周波数解析すると、二つの主要な周波数成分が観察される。一つは低周波（LF：0.04～0.15Hz）成分であり、これは主に交感神経と副交感神経の活動状態を反映する。もう一つは高周波（HF：0.15～0.45Hz）成分であり、これは主に副交感神経の活動状態を反映する。また、LF/HFは、交感神経の活動状態の指標として提唱されている。従って、これらの周波数成分のパワーは、自律神経機能の検査（「循環器疾患と自律神経機能」医学書院を参照）や精神的ストレスの評価（特開平4-54940号公報を参照）等に利用されている。

【0004】図3は、心電図R波を用いて心拍間隔時系列データを求める方法を説明するための図である。図14は、従来の心拍変動解析方法により、周波数成分のパワーを求める方法を説明するための図である。以下、図3および図14を参照して、心拍変動の各周波数成分のパワーを求めるための従来の方法について説明する。

【0005】まず、図3(1)に示すように、R波の発生した時刻を検出し、心拍間隔（以下、RR Iと略称する）を測定する。次に、図3(2)に示すように、各RR Iデータを後方のR波の時間的位置にプロットする。次に、図3(3)に示すように、プロットされた各RR Iの間を補間し、等間隔で再サンプリングすることにより、時間的に等間隔の心拍間隔時系列データを生成する。

【0006】図14(1)は、上記のようにして生成した時間的に等間隔の心拍間隔時系列データを示してお

り、このデータを図示のごとく一定の区間だけ切り出してFFT(高速フーリエ変換)またはAR(自己回帰モデル)等の周波数解析によりLF成分、HF成分のパワーを求める。図14(2)は、FFTにより求めたパワースペクトル密度を示している。この場合、LF成分、HF成分のパワーは、それぞれに対応する周波数領域のパワースペクトル密度を積分して求める。

## 【0007】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、FFTやARを用いた従来の解析手法は、対象とする時系列データが定常性を有していること(周波数成分が急激に変化しないこと)を前提としており、各周波数成分のパワーも切り出した区間内の平均値を推定しているに過ぎない。そのため、切り出した区間内の各周波数成分のパワーの変動まで調べることはできない。切り出す区間を短くしたり、切り出す区間を少しずつずらして分析する方法も試みられているが、最低でも1、2分程度のデータが必要であり、急速な自律神経反応を高い時間分解能で捕らえることには限界がある。

【0008】そこで、自律神経の時間的な変化を捉える方法として、従来の定常状態の解析手法ではなく、非定常状態の解析手法であるウェーブレット変換を用いることが考えられる。離散ウェーブレット変換は、例えば東京電機大学出版局から1995年5月20日に発行された榎原進著の「ウェーブレットビギナーズガイド」に示されているように、時間周波数解析手法であり、入力信号波形を複数の周波数帯域のウェーブレット係数に分割することができる。離散ウェーブレット変換では、各周波数帯域毎に異なる時間解像度を有している。すなわち、離散ウェーブレット変換では、周波数帯域が高くなるほど最小時間解像度が高くなっている。この離散ウェーブレット変換は、信号の雑音除去や画像圧縮に利用されている。

【0009】以下には、離散ウェーブレット変換を用いて心拍変動の各周波数成分のパワーを求める方法について考察してみる。離散ウェーブレット変換は、図15に示すような離散時間高域通過フィルタ、離散時間低域通過フィルタ、ダウンサンプルから成るフィルタバンクを用いて実現され、ディジタル信号 $S_0(n)$ を複数の周波数帯域のウェーブレット係数に分割することができる。図15は、6つの周波数帯域 $D_1, D_2, D_3, D_4, D_5, D_6$ に分割する場合のフィルタバンクの構成例を示している。このようにして得られた各周波数帯域のウェーブレット係数は、それぞれの周波数に応じて最小の時間解像度で求められている。従って、心拍間隔時系列データをこのフィルタバンクに入力し、離散ウェーブレット変換により複数の周波数帯域のウェーブレット係数に分割し、このウェーブレット係数を二乗することで、分割した各周波数帯域のパワーを計算することができる。

【0010】図16は、周波数0.2Hzのsin波を5Hzでサンプリングしたディジタル信号を、上記の離散ウェーブレット変換方法を用いて解析した場合の結果を示している。入力ディジタル信号が5Hzの場合、離散ウェーブレット変換により分割したウェーブレット係数の各周波数帯域は、以下のようになる。

$D_1 : 1.25 \sim 2.5\text{Hz}$   
 $D_2 : 0.625 \sim 1.25\text{Hz}$   
 $D_3 : 0.3125 \sim 0.625\text{Hz}$   
 $D_4 : 0.15625 \sim 0.3125\text{Hz}$   
 $D_5 : 0.07812 \sim 0.15625\text{Hz}$   
 $D_6 : 0.03906 \sim 0.07812\text{Hz}$

【0011】図16を参照すると、入力信号の周波数0.2Hzに対応する $D_4$ の周波数帯域に大きなパワーが現れているが、パワーの値は時間と共に変動していることがわかる。入力信号は、振幅、周波数共に一定のsin波であるので、本来、時間方向にも一定のパワーが現れるべきである。しかしながら、離散ウェーブレット変換の各周波数帯域におけるウェーブレット係数には、各周波数帯域の時間解像度に応じた時間間隔での入力信号の振幅値が反映されるため、各周波数帯域での時間間隔と入力信号との位相がずれている場合、パワーの値はこのように時間的に変動してしまい、入力信号のパワーを正確に求めることができない。

【0012】図17は、周波数が時間に比例して高くなるsin波を5Hzでサンプリングしたディジタル信号を、上記の離散ウェーブレット変換方法を用いて解析した場合の結果を示している。入力信号の周波数が連続的に変化して高くなっていくのに伴い、各周波数帯域のパワーの値も低い周波数帯域の $D_6$ から高い周波数帯域の $D_1$ へ滑らかに変化していくなければならないが、図示のごとく、解析結果は滑らかな変動を示さない。このように、離散ウェーブレット変換を用いた場合、入力信号に含まれる周波数成分のパワーを正確に求めることができない。

【0013】それ故に、本発明の目的は、自律神経の時間的な変化を高い時間分解能で捉えることができ、かつ、各周波数成分のパワーを正確に求めることができる心拍変動の解析方法および装置を提供することである。

## 【0014】

【課題を解決するための手段および発明の効果】第1の発明は、心拍の変動を電気的に検出して解析する方法であって、心拍に関連する生体信号を計測する第1のステップと、第1のステップで計測された生体信号に基づいて心拍間隔を検出する第2のステップと、第2のステップで検出された心拍間隔から得られる時間的に不等間隔の心拍間隔時系列データを補間することにより、時間的に等間隔の心拍間隔時系列データを生成する第3のステップと、第3のステップで生成された時間的に等間隔の心拍間隔時系列データを、離散2進ウェーブレット変換

により、複数の周波数帯域毎のウェーブレット係数に分割する第4のステップと、複数の周波数帯域のそれぞれにおいて、その周波数帯域での最小時間解像度に相当する時間区間に、各時間区間で得られる複数のウェーブレット係数を参照して各時間区間ににおける周波数成分のパワーを算出することにより、心拍変動に含まれる周波数成分のパワーの時間変動を求める第5のステップとを備えている。

【0015】上記のように、第1の発明によれば、非定常信号の解析手法である離散2進ウェーブレット変換を適用し、各周波数帯域において、各時間区間にそれぞれ複数個ずつ存在するウェーブレット係数から各時間区間のパワーを算出するようにしているので、各周波数帯域において時間区間の間隔と入力信号との位相がずれても、入力信号のパワーを正確に求めることができ、急速な自律神経反応を高い時間分解能で捉えることが可能となる。

【0016】第2の発明は、第1の発明において、第5のステップは、各時間区間で得られる複数のウェーブレット係数の絶対値の最大値の二乗の $1/2$ を各時間区間ににおけるパワーとして算出することを特徴とする。

【0017】上記のように、第2の発明によれば、各時間区間で得られる複数のウェーブレット係数の絶対値の最大値の二乗の $1/2$ を各時間区間ににおけるパワーとして算出するようにしているので、特に、入力信号がsin波の波形に近い場合に有効である。

【0018】第3の発明は、第1の発明において、第5のステップは、各時間区間で得られる複数のウェーブレット係数の二乗の平均値を各時間区間ににおけるパワーとして算出することを特徴とする。

【0019】上記のように、第3の発明によれば、各時間区間で得られる複数のウェーブレット係数の二乗の平均値を各時間区間ににおけるパワーとして算出するようにしているので、特に、入力信号がsin波の波形と異なる場合に有効である。

【0020】第4の発明は、心拍の変動を電気的に検出して解析する装置であって、心拍に関連する生体信号を計測する生体信号計測手段と、生体信号計測手段で得られたデータから心拍間隔を求める心拍間隔算出手段と、心拍間隔算出手段によって求められた時間的に不等間隔の心拍間隔時系列データを補間することにより、時間的に等間隔の心拍間隔時系列データを生成する等間隔データ生成手段と、等間隔データ生成手段により得られた時間的に等間隔の心拍間隔時系列データを離散2進ウェーブレット変換し、複数の周波数帯域のウェーブレット係数に分割する離散2進ウェーブレット変換手段と、複数の周波数帯域のそれれにおいて、その周波数帯域での最小時間解像度に相当する時間区間に、各時間区間で得られる複数のウェーブレット係数を参照して各時間区間ににおける周波数成分のパワーを算出することにより、

心拍変動に含まれる周波数成分のパワーの時間変動を求めるパワー算出手段とを備えている。

【0021】上記のように、第4の発明によれば、非定常信号の解析手法である離散2進ウェーブレット変換を適用し、各周波数帯域において、各時間区間にそれぞれ複数個ずつ存在するウェーブレット係数から各時間区間のパワーを算出するようにしているので、各周波数帯域において時間区間の間隔と入力信号との位相がずれても、入力信号のパワーを正確に求めることができ、急速な自律神経反応を高い時間分解能で捉えることが可能となる。

【0022】第5の発明は、第4の発明において、パワー算出手段は、各時間区間で得られる複数のウェーブレット係数の絶対値の最大値の二乗の $1/2$ を各時間区間ににおけるパワーとして算出することを特徴とする。

【0023】上記のように、第5の発明によれば、各時間区間で得られる複数のウェーブレット係数の絶対値の最大値の二乗の $1/2$ を各時間区間ににおけるパワーとして算出するようにしているので、特に、入力信号がsin波の波形に近い場合に有効である。

【0024】第6の発明は、第4の発明において、パワー算出手段は、各時間区間で得られる複数のウェーブレット係数の二乗の平均値を各時間区間ににおけるパワーとして算出することを特徴とする。

【0025】上記のように、第6の発明によれば、各時間区間で得られる複数のウェーブレット係数の二乗の平均値を各時間区間ににおけるパワーとして算出するようにしているので、特に、入力信号がsin波の波形と異なる場合に有効である。

【0026】

【発明の実施の形態】

(第1の実施形態) 図1は、本発明の第1の実施形態に係る心拍変動解析装置の構成を示すブロック図である。本実施形態の心拍変動解析装置は、心電図計測を行う生体信号計測部101と、心電図波形から心拍間隔を求める心拍間隔算出部102と、時間的に不等間隔の心拍間隔時系列データを補間し、時間的に等間隔の心拍間隔時系列データを生成する等間隔データ生成部103と、時間的に等間隔の心拍間隔時系列データを離散2進ウェーブレット変換により複数の周波数帯域のウェーブレット係数に分割する離散2進ウェーブレット変換部104と、ウェーブレット係数から各周波数帯域のパワーを求めるパワー算出部105a～105fとを備えている。

【0027】図2は、図1に示す心拍変動解析装置の処理手順を示すフローチャートである。以下、図2を参照して、図1に示す心拍変動解析装置の動作を説明する。

【0028】まず、生体信号計測部101で計測された心電図データが心拍間隔算出部102に読み込まれる(ステップS1)。次に、心拍間隔算出部102は、心拍間隔を算出する(ステップS2およびS3)。すなわ

ち、心拍間隔算出部102は、図3(1)に示すようにR波の発生した時刻を検出し(ステップS2)、図3(2)に示すように心拍間隔(以下、RRIと略称する)を算出し(ステップS3)、各RRIデータを後方のR波の発生した時間的位置にプロットすることで、時間的に不等間隔の心拍間隔時系列データを得る。次に、等間隔データ生成部103は、時間的に不等間隔の心拍間隔時系列データから時間的に等間隔の時系列データを生成する(ステップS4)。すなわち、等間隔データ生成部103は、図3(3)に示すように直線補間等を用いて時間的に不等間隔の心拍間隔時系列データを補間にし、等間隔で再サンプリングすることにより、時間的に等間隔の心拍間隔時系列データを生成する。なお、本実施形態では、一例として、5Hzで再サンプリングした場合について説明する。このようにして得られた時間的に等間隔の心拍間隔時系列データは、離散2進ウェーブレット変換部104に与えられ、複数の周波数帯域のウェーブレット係数に分割される(ステップS5)。離散2進ウェーブレット変換は、最初にStephane Mallatによって画像の圧縮や特徴抽出のために研究されたもので、参考文献としては以下のものがある。

(1) S. Mallat 「Zero-crossings of Wavelet Transform」 IEEE TRANSACTIONS ON INFORMATION THEORY, VOL. 37, NO. 4, JULY 1991

(2) S. Mallat and S. Zohng 「Characterization of Signals from Multiscale Edges」 IEEE TRANSACTIONS ON PATTERN ANALYSIS AND MACHINE INTELLIGENCE, VOL. 14, NO. 7, JULY 1992

(3) 中静真他、「多重解像度ピーク解析によるECGデータ圧縮」電子情報通信学会論文誌D-II Vo 1. J79-D-II NO. 8 1412~1421 頁 1996年8月

【0029】ここで、図4を参照して、離散2進ウェーブレット変換を行うステップS5の処理について説明する。図4は、ディジタル入力信号を6つの周波数帯域に分割する場合の離散2進ウェーブレット変換のフィルタバンクの構成例を示す図である。離散2進ウェーブレット変換は、基本ウェーブレット $\psi(x)$ の2のべき乗のスケール変換によって得られる関数系 $\psi_i(x)$ (次式(1)参照)と、信号 $f(x)$ との内積(次式(2)参照)によって求められる。

$$\psi_i(x) = 2^{-i}\psi(2^{-i}x) \quad \dots (1)$$

$$W_i(n) = \langle \psi_i(x-n), f(x) \rangle \quad \dots (2)$$

【0030】今、 $\psi_i(x)$ のフーリエ変換 $\phi_i(\omega)$ に対して、次式(3)を満たすスケーリング関数 $\Phi$

(x)を定義する。ただし、 $\phi(\omega)$ は、 $\Phi(x)$ のフーリエ変換である。

【数1】

$$|\phi(\omega)|^2 = \sum_{i=1}^{\infty} |\phi_i(\omega)|^2 \quad \dots (3)$$

【0031】また、2の*i*乗でスケール変換されたスケーリング関数 $\Phi(x)$ と信号 $f(x)$ との畳み込み演算により得られた平滑化信号を $S_i(t)$ とし、 $S_i(t)$ を離散化した信号を $S_i(n)$ と定義する。離散時間信号 $S_0(n)$ は、m帯域に分割した離散2進ウェーブレット変換 $W_i(x)$ (ただし、 $1 \leq i \leq m$ )と、離散時間信号 $S_m(n)$ によって再構成できる。また、離散2進ウェーブレット変換 $W_i(n)$ は、離散時間信号 $S_0(n)$ より、次式(4)、(5)、(6)の関係を満たす離散時間低域通過フィルタ $G(\omega)$ と離散時間高域通過フィルタ $H(\omega)$ とにより計算することができる。

$$\phi(2\omega) = H(\omega) \cdot \phi(\omega) \quad \dots (4)$$

$$\psi(2\omega) = G(\omega) \cdot \phi(\omega) \quad \dots (5)$$

$$|G(\omega)|^2 + |H(\omega)|^2 = 1 \quad \dots (6)$$

【0032】図4のフィルタバンクは、ディジタル(離散)入力信号 $S_0(n)200$ を、離散時間高域通過フィルタ $H(\omega)211$ および離散時間低域通過フィルタ $G(\omega)221$ に通すことにより、ウェーブレット変換係数 $W_1(n)231$ および平滑化信号 $S_1(n)241$ を得ている。同様に、平滑化信号 $S_1(n)241$ を離散時間高域通過フィルタ212および離散時間低域通過フィルタ222に通すことにより、ウェーブレット変換係数 $W_2(n)232$ および平滑化信号 $S_2(n)242$ を得ている。さらに、同様な処理を*i*=3, 4, 5, 6まで実行することにより、ウェーブレット変換係数 $W_i(n)233 \sim W_i(n)236$ と、平滑化信号 $S_i(n)243 \sim S_i(n)246$ を得ている。

【0033】以上のようにして、ステップS5において、離散2進ウェーブレット変換により6つの周波数帯域に分割したウェーブレット係数 $W_1(n)$ から $W_6(n)$ が得られる。ディジタル(離散)入力信号 $S_0(n)200$ のサンプリング周波数が5Hzの場合、それぞれのウェーブレット係数の周波数帯域は、以下のようになる。

$$W_1(n) : 1.25 \sim 2.5 \text{ Hz}$$

$$W_2(n) : 0.625 \sim 1.25 \text{ Hz}$$

$$W_3(n) : 0.3125 \sim 0.625 \text{ Hz}$$

$$W_4(n) : 0.15625 \sim 0.3125 \text{ Hz}$$

$$W_5(n) : 0.07812 \sim 0.15625 \text{ Hz}$$

$$W_6(n) : 0.03906 \sim 0.07812 \text{ Hz}$$

【0034】次に、図1のパワー算出部105a~105fは、それぞれの周波数帯域に対して不確定性関係より決まる最小の時間解像度の区間毎に、パワーを算出す

る（ステップS6）。それぞれの周波数帯域の最小の時間解像度は、以下のようにになる。

$W_1(n) : 2$ サンプル点 (0.4秒)

$W_2(n) : 4$ サンプル点 (0.8秒)

$W_3(n) : 8$ サンプル点 (1.6秒)

$W_4(n) : 16$ サンプル点 (3.2秒)

$W_5(n) : 32$ サンプル点 (6.4秒)

$W_6(n) : 64$ サンプル点 (12.8秒)

$$P_m(l) = \frac{1}{2} \{ \max [ |W_m(2^l 1)|, |W_m(2^l 1+1)|, \dots, |W_m(2^l 1+2^{l-1})| ] \}^2 \quad \dots (7)$$

(ここで、 $l=0,1,2,\dots$ )

【0036】図5は、パワー算出部105cにおいて、3番目の周波数帯域の $W_3(n)$ のパワーを求める場合を図示したものである。 $W_3$ の周波数帯域の時間解像度は8サンプル点であるから、まず、 $n=0 \sim 7$ の区間0について、 $W_3(n)$ の絶対値の最大値を求める。最大値が $W_3(1)$ とすると、区間0のパワー $P_3(0)$ は、 $W_3(1)$ の二乗の1/2により計算される。そして、順次、区間1、区間2、…とパワーが計算される。

【0037】以上のようにして、第1の実施形態では、各周波数帯域毎のパワーを求めることができる。なお、心拍変動の二つの主要な周波数成分である、LF成分、HF成分のパワーを求める場合は、ステップS7が実行される。ステップS7では、HF成分の周波数に対応する周波数帯域の $W_3$ および $W_4$ におけるパワー $P_3$ および $P_4$ を加算することによりHF成分のパワーが求められ、LF成分の周波数に対応する $W_5$ および $W_6$ におけるパワー $P_5$ および $P_6$ を加算することによりLF成分のパワーが求められる。

【0038】図6は、周波数0.2Hzのsin波を5Hzでサンプリングしたデジタル信号を、第1の実施形態の装置を用いて解析した場合の結果を示している。図6を参照すると、入力信号の周波数0.2Hzを含む周波数帯域 $W_4$ のパワーである $P_4$ に一定のパワー（約0.5）が現れていることがわかる。入力信号の振幅値は1であり、この時の入力信号のパワーは0.5であるので、正しいパワーを算出できていることがわかる。

【0039】図7は、周波数が時間に比例して高くなるsin波を5Hzでサンプリングしたデジタル信号を、第1の実施形態の装置を用いて解析した場合の結果を示している。この図7を参照すると、入力信号の周波数が連続的に変化していくのに伴い、各周波数帯域のパワーが低い周波数帯域の $P_6$ から高い周波数帯域の $P_1$ へ滑らかに変化していく様子を捉えていることがわかる。

【0040】図8は、10分間エルゴメーターで運動し、その後20分間座位安静を保った場合の心電図を計測し、第1の実施形態の装置によりHF成分、LF成分のパワーおよびLF/HFを求めた結果を示している。

【0035】各パワー算出部105a～105fは、上記の時間解像度の区間毎に、それぞれの周波数帯域の係数の絶対値の最大値を求め、当該最大値の二乗の1/2を求ることにより、その区間のパワーを算出する。各周波数帯域のパワーを $P_m(1)$ とすると、次式(7)によりパワーが算出される。

【数2】

この図8を参照すると、副交感神経の活動状態を反映するHF成分のパワーは、運動と共に低下し、運動停止後、徐々に回復しており、実際の様子が忠実に捉えられていることがわかる。また、交感神経の活動状態の指標とされるLF/HFは、運動中および運動停止後10分間ほどは高い値を示し、運動後もしばらくは交感神経が優位な状態が持続していることがわかる。

【0041】(第2の実施形態) 次に、本発明の第2の実施形態に係る心拍変動解析装置について、図面を参照しながら説明する。なお、本実施形態の心拍変動解析装置の構成は、図1と同じである。

【0042】図9は、第2の実施形態に係る心拍変動解析装置の処理手順を示すフローチャートである。以下、図1および図9を参照して、第2の実施形態に係る心拍変動解析装置の動作について説明する。

【0043】第2の実施形態の心拍変動解析装置の動作において、前述した第1の実施形態の動作と異なる部分は、パワー算出部105a～105fの動作および図9のステップS8である。図2のステップS6の代りに、図9ではステップS8において、それぞれの周波数帯域に対して不確定性関係より決まる最小の時間解像度毎にパワーが算出される。それぞれの周波数帯域の最小の時間解像度は、以下のようになる。

$W_1(n) : 2$ サンプル点 (0.4秒)

$W_2(n) : 4$ サンプル点 (0.8秒)

$W_3(n) : 8$ サンプル点 (1.6秒)

$W_4(n) : 16$ サンプル点 (3.2秒)

$W_5(n) : 32$ サンプル点 (6.4秒)

$W_6(n) : 64$ サンプル点 (12.8秒)

【0044】各パワー算出部105a～105fは、上記の時間解像度の区間毎に、それぞれの周波数帯域の係数の二乗の平均値を求めて、その区間のパワーを算出する。各周波数帯域のパワーを $P_m(1)$ とすると、次式(8)によりパワーが算出される。

【数3】

$$P_m(l) = \frac{1}{2^m} \sum_{k=2^{l-1}}^{2^m-1} (W_m(k))^2 \quad \dots(8)$$

(ここで、 $l=0,1,2,\dots$ )

【0045】図10は、パワー算出部105cにおいて、3番目の周波数帯域の $W_3$  ( $n$ )のパワーを求める場合を図示したものである。 $W_3$  の周波数帯域の時間解像度は8サンプル点であるから、まず、 $n=0 \sim 7$ の区間0について、 $W_3$  ( $n$ )の二乗の平均を求めることで、区間0のパワー $P_3$  (0)を計算する。そして、順次、区間1、区間2、…とパワーを計算する。

【0046】以上のようにして、第2の実施形態では、各周波数帯域毎のパワーを求めることができる。なお、心拍変動の二つの主要な周波数成分である、LF成分、HF成分のパワーを求める場合は、ステップS7が実行される。ステップS7では、HF成分の周波数に対応する周波数帯域の $W_3$  および $W_4$  におけるパワー $P_3$  および $P_4$  を加算することによりHF成分のパワーが求められ、LF成分の周波数に対応する $W_5$  および $W_6$  におけるパワー $P_5$  および $P_6$  を加算することによりLF成分のパワーが求められる。

【0047】図11は、周波数0.2Hzのsin波を5Hzでサンプリングしたディジタル信号を、第2の実施形態の装置を用いて解析した場合の結果を示している。この図11を参照すると、入力信号の周波数0.2Hzを含む周波数帯域 $W_4$  のパワーである $P_4$  にはほぼ一定のパワー（約0.5）が現れていることがわかる。入力信号の振幅値は1であり、この時の入力信号のパワーは0.5であるので、正しいパワーを算出できていることがわかる。入力信号がsin波の波形の場合は、第1の実施形態のほうがより一定のパワーを正確に求めることができるが、入力信号の波形がsin波の波形と異なる場合は、第1の実施形態で算出されたパワーが入力信号のパワーと異なってしまう可能性があり、このような場合は第2の実施形態の平均値により求める方法がより実際の値に近いパワーを求めることができる。

【0048】図12は、周波数が時間に比例して高くなるsin波を5Hzでサンプリングしたディジタル信号を、第2の実施形態の装置を用いて解析した場合の結果を示している。この図12を参照すると、入力信号の周波数が連続的に変化していくのに伴い、各周波数帯域のパワーが低い周波数帯域の $P_6$  から高い周波数帯域の $P_1$ へ滑らかに変化していく様子を捉えていることがわかる。

【0049】図13は、10分間エルゴメーターで運動し、その後20分間座位安静を保った場合の心電図を計測し、第2の実施形態の装置によりHF成分、LF成分のパワーおよびLF/HFを求めた結果を示している。この図13を参照すると、第1の実施形態と同様に、副

交感神経の活動状態を反映するHF成分のパワーは、運動と共に低下し、運動停止後、徐々に回復しており、実際の様子が忠実に捉えられている。また、交感神経の活動状態の指標とされるLF/HFは、運動中および運動停止後10分間ほどは高い値を示し、運動後もしばらくは交感神経が優位な状態が持続していることがわかる。

【0050】なお、以上説明した第1および第2の実施形態は、心電図を計測し、そのR波から心拍間隔を算出するように構成されているが、本発明はこれに限定されるものではなく、脈波や心音のピーク値等の心拍間隔を算出し得るその他の生体信号を用いることも可能である。また、時間等間隔の心拍間隔時系列データのサンプリングレートを5Hzとし、離散2進ウェーブレット変換によって6つの周波数帯域に分割する場合を説明したが、サンプリングレートと分割する周波数帯域数は共にこれに限定されるものではない。

【0051】また、以上の説明では、最小の時間解像度に相当する区間で得られる複数のウェーブレット係数からその区間ににおける周波数成分のパワーを求める演算手法として、第1および第2の実施形態を例示したが、本発明はこれらに限定されることはなく、その他の演算手法によって各区間におけるパワーを求めるようにしても良い。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る心拍変動解析装置の構成を示すブロック図である。

【図2】図1に示す心拍変動解析装置の処理手順を示すフローチャートである。

【図3】心電図R波を用いて心拍間隔時系列データを求める方法を説明するための図である。

【図4】ディジタル入力信号を6つの周波数帯域に分割する場合の離散2進ウェーブレット変換のフィルタバンクの構成例を示す図である。

【図5】第1の実施形態において、離散2進ウェーブレット係数からパワーを算出する方法を説明するための図である。

【図6】第1の実施形態の心拍変動解析装置を用いて一定周波数のsin波を解析した結果を示す図である。

【図7】第1の実施形態の心拍変動解析装置を用いて周波数が時間に比例して高くなるsin波を解析した結果を示す図である。

【図8】第1の実施形態の心拍変動解析装置を用いて実際の心電図データを解析した結果を示す図である。

【図9】第2の実施形態に係る心拍変動解析装置の処理手順を示すフローチャートである。

【図10】第2の実施形態において、離散2進ウェーブレット係数からパワーを算出する方法を説明するための図である。

【図11】第2の実施形態の心拍変動解析装置を用いて一定周波数のsin波を解析した結果を示す図である。

【図12】第2の実施形態の心拍変動解析装置を用いて周波数が時間に比例して高くなるsin波を解析した結果を示す図である。

【図13】第2の実施形態の心拍変動解析装置を用いて実際の心電図データを解析した結果を示す図である。

【図14】従来の心拍変動解析方法により、周波数成分のパワーを求める方法を説明するための図である。

【図15】従来の離散ウェーブレット変換において、6つの周波数帯域に分割する場合のフィルタバンクの構成例を示す図である。

【図16】従来の離散ウェーブレット変換による解析方法を用いて一定周波数のsin波を解析した結果を示す図である。

【図17】従来の離散ウェーブレット変換による解析方

法を用いて周波数が時間に比例して高くなるsin波を解析した結果を示す図である。

#### 【符号の説明】

101…生体信号計測部

102…心拍間隔算出部

103…等間隔データ生成部

104…離散2進ウェーブレット変換部

105a～105f…パワー算出部

200…デジタル入力信号

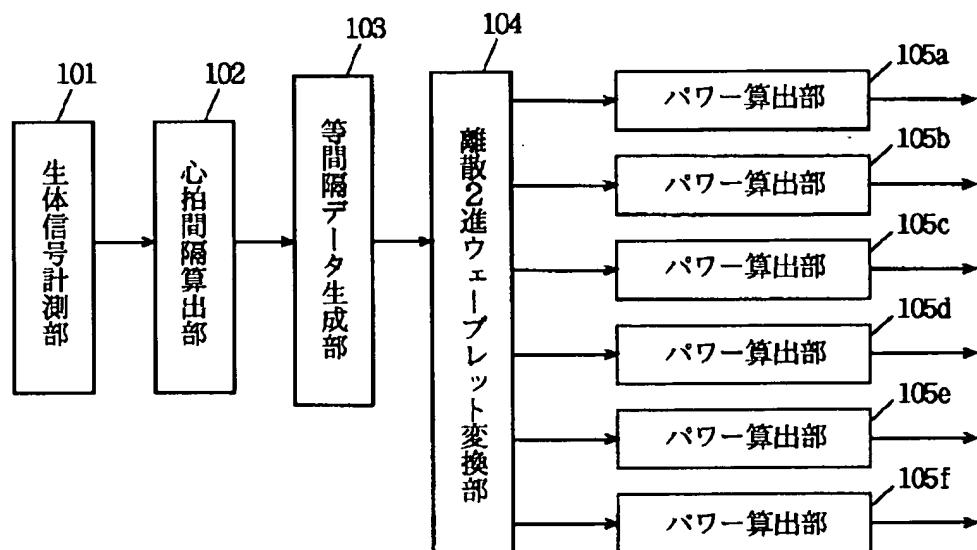
211～216…離散時間高域通過フィルタ

221～226…離散時間低域通過フィルタ

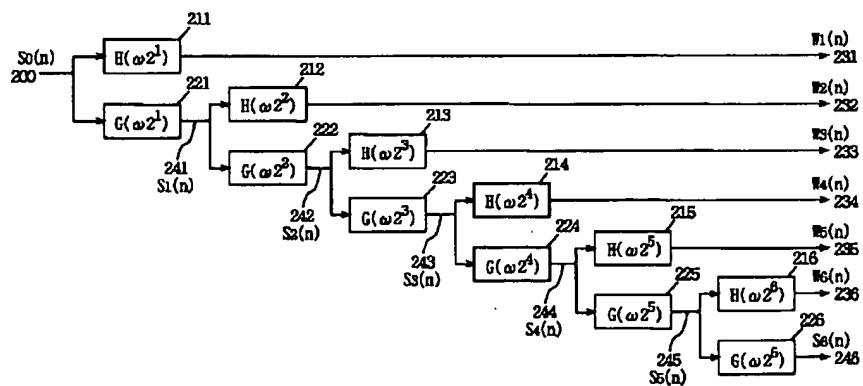
231～236…ウェーブレット変換係数

241～246…平滑化信号

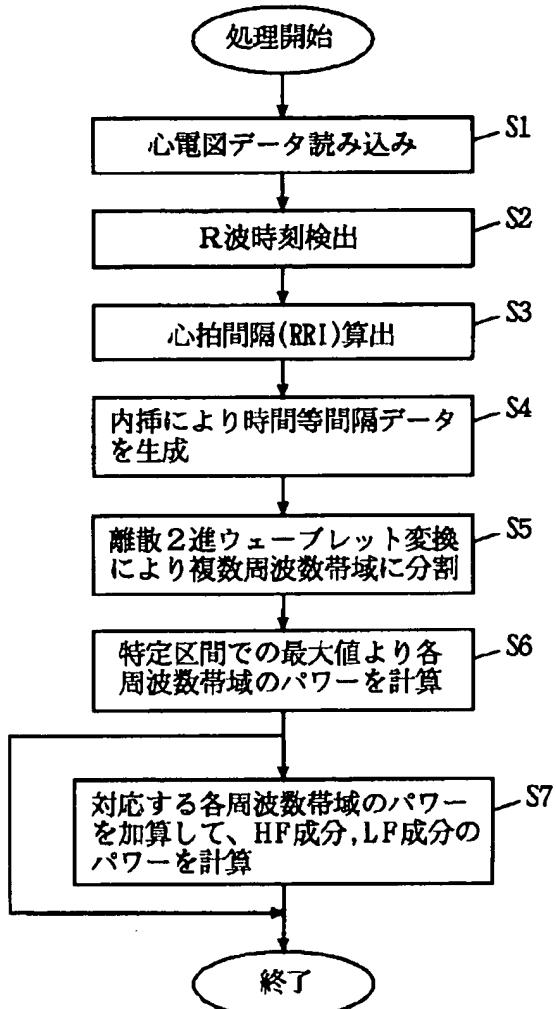
【図1】



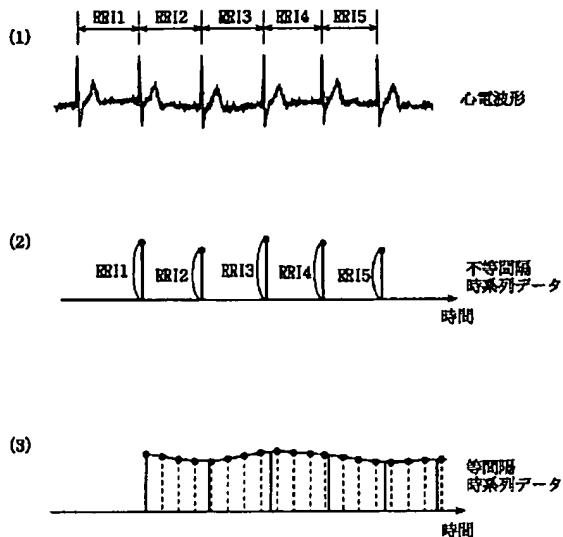
【図4】



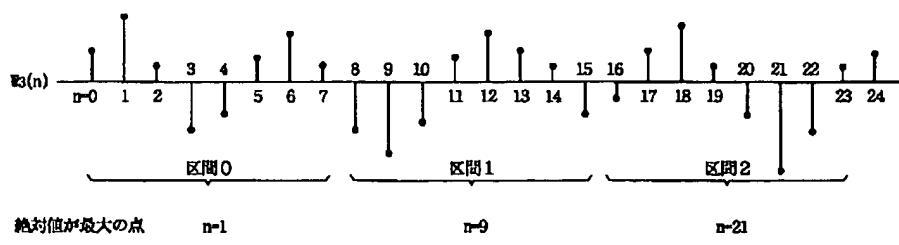
【図2】



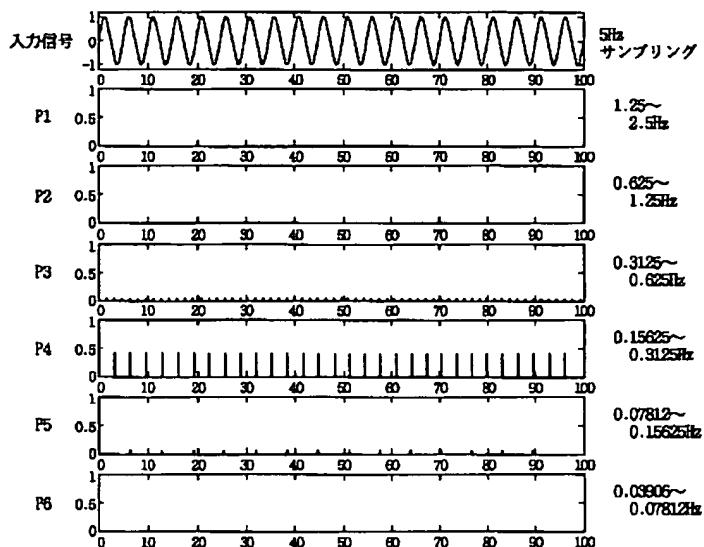
【図3】



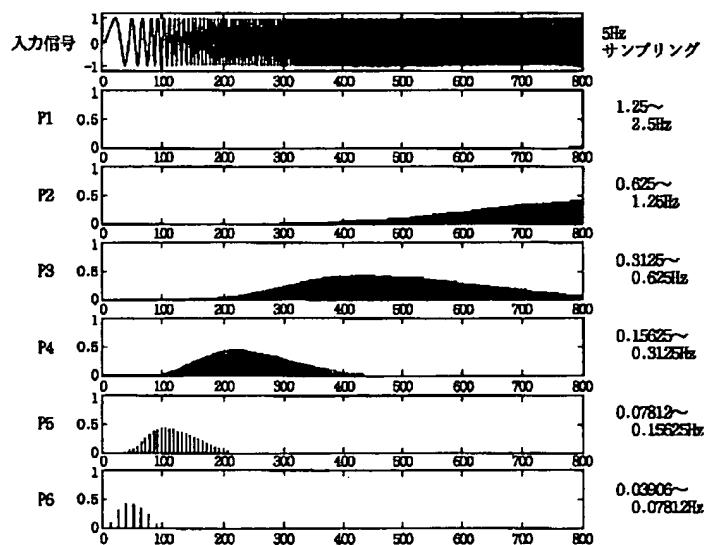
【図5】



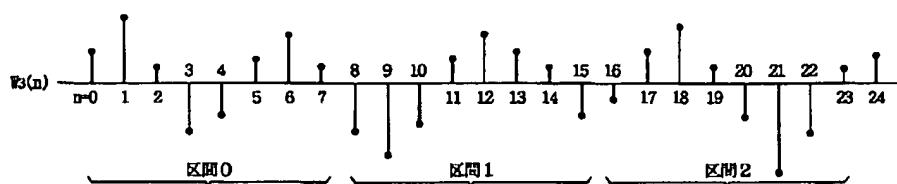
【図6】



【図7】



【図10】

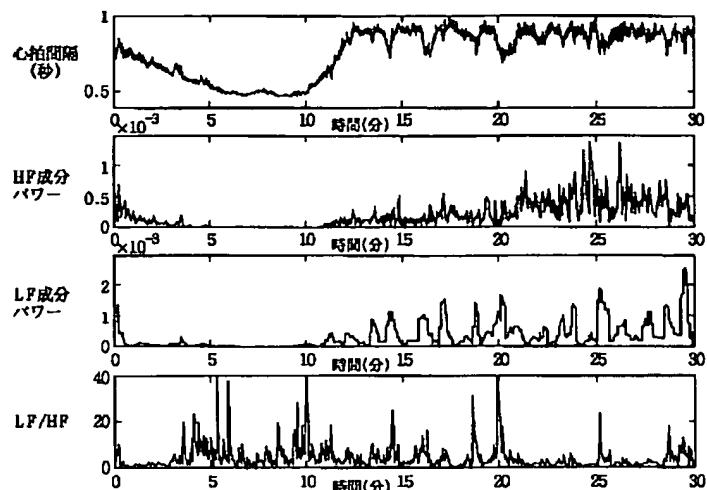


$$\text{区間のパワー} = P_3(0) - \sum_{k=0}^7 (W_3(k))^2 / 8$$

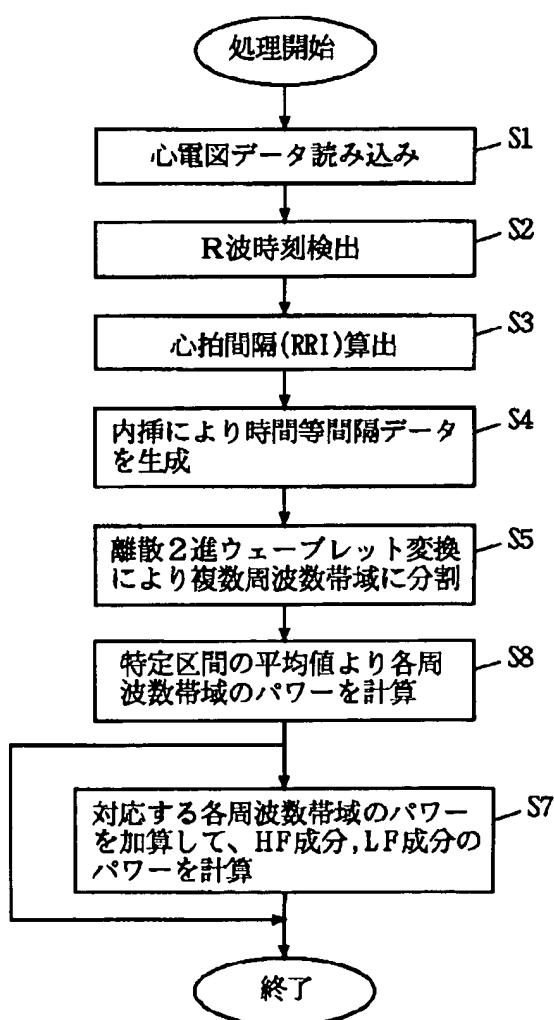
$$P_3(1) - \sum_{k=8}^{15} (W_3(k))^2 / 8$$

$$P_3(2) - \sum_{k=16}^{23} (W_3(k))^2 / 8$$

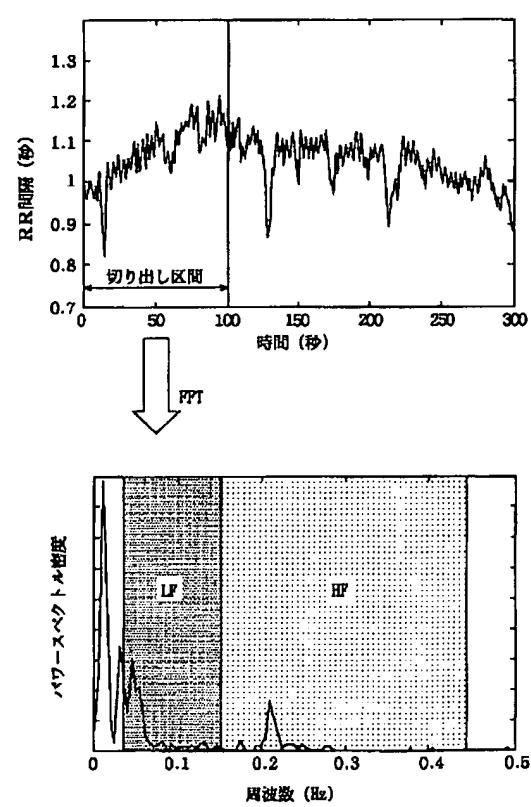
【図8】



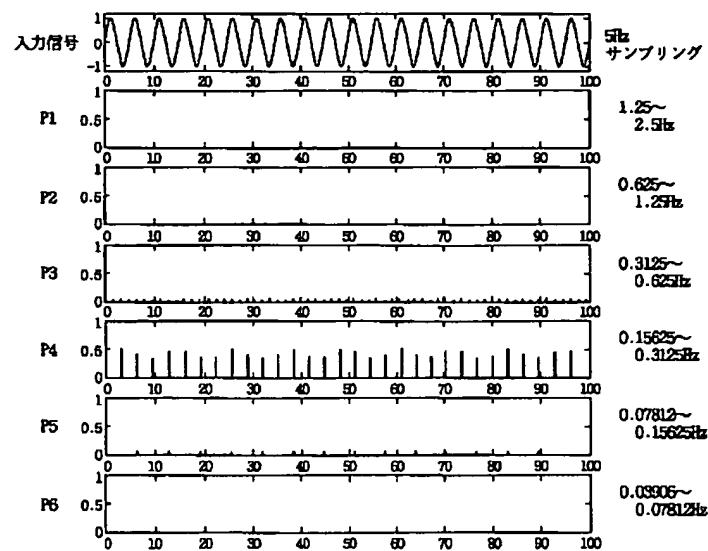
【図9】



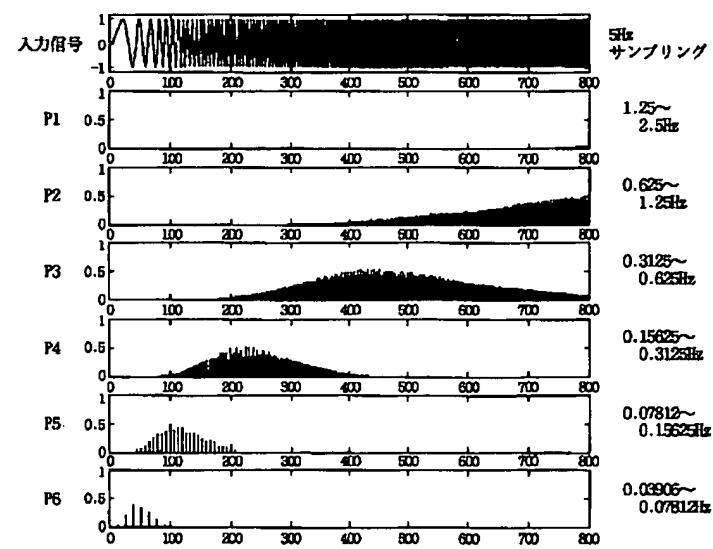
【図14】



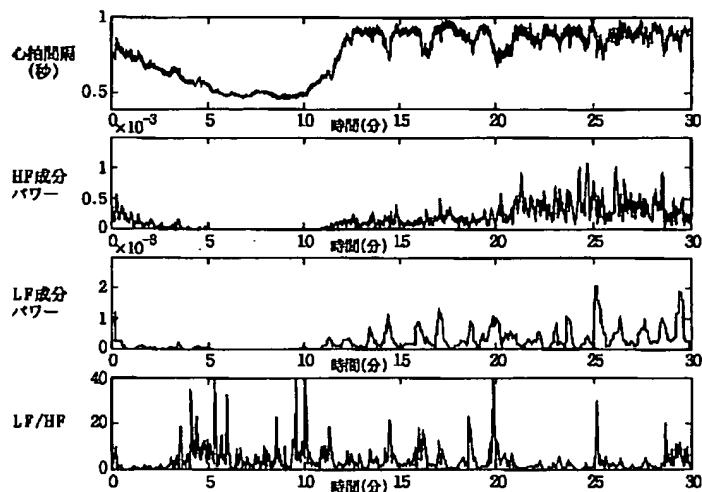
【図11】



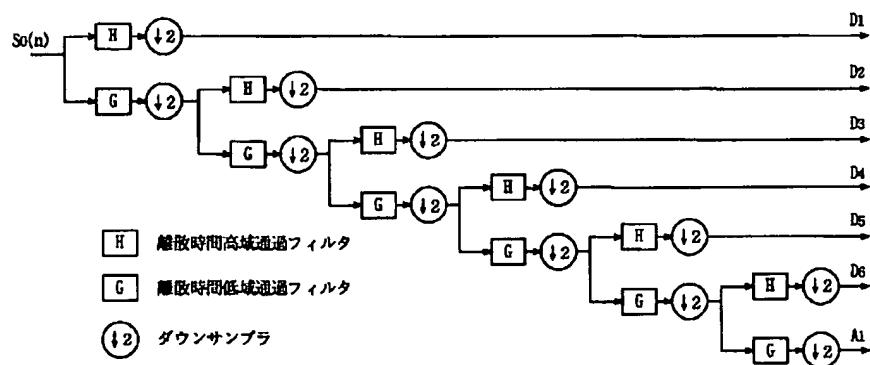
【図12】



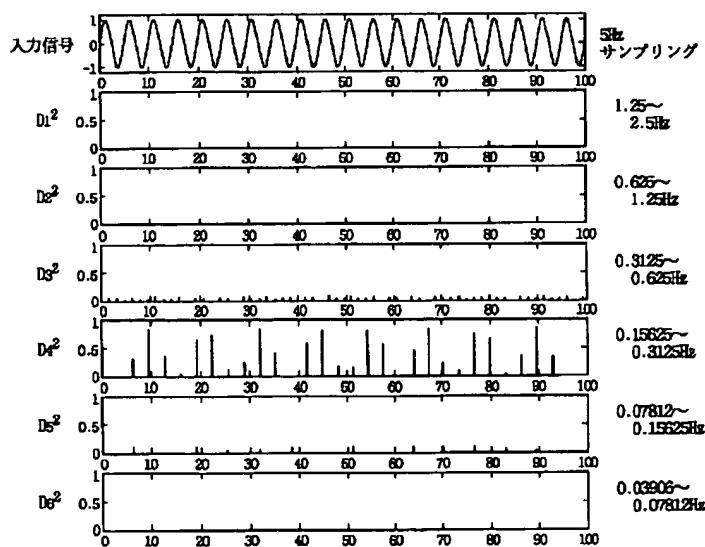
【図13】



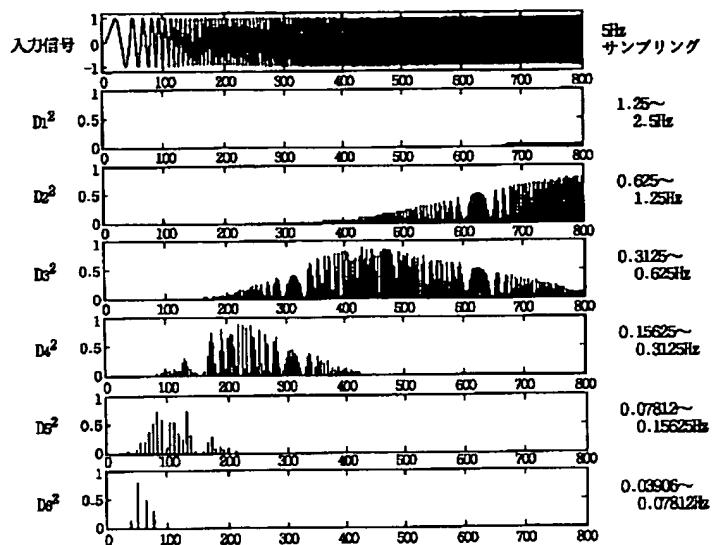
【図15】



【図16】



【図17】




---

フロントページの続き

(72)発明者 尾島 修一  
大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器  
産業株式会社内

(72)発明者 井上 尚  
大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器  
産業株式会社内

(72)発明者 桂 卓史  
大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器  
産業株式会社内

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

**BLACK BORDERS**

**IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**

**FADED TEXT OR DRAWING**

**BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**

**SKEWED/SLANTED IMAGES**

**COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**

**GRAY SCALE DOCUMENTS**

**LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**

**REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**

**OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**